

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1923

THÈSE

N° 201

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

PAR

Augustin DECOULARÉ-DELAFONTAINE

La Qualitométrie des Rayons X

Président : M. A. BROCA, professeur

PARIS

IMPRIMERIE DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE

JOUVE & C^{ie}, ÉDITEURS

15, RUE RACINE, 15

1923

108

201

THÈSE
POUR
LE DOCTORAT EN MÉDECINE

301

THESE

1891

LA FACULTÉ DE MÉDECINE

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS.

ANNÉE 1923

THÈSE

N°

POUR

LE DOCTORAT EN MÉDECINE

PAR

Augustin DECOULARÉ-DELAFONTAINE

La Qualitométrie des Rayons X

Président : M. A. BROCA, professeur

PARIS

IMPRIMERIE DE LA FACULTÉ DE MÉDECINE

JOUBE & C^{ie}, EDITEURS

15, RUE RACINE, 15

1923

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

LE DOYEN : M. ROGER
ASSESEUR : G. POUCHET
PROFESSEURS

	MM.
Anatomie.	NICOLAS
Anatomie médico-chirurgicale	CUNEO
Physiologie.	CH. RICHET
Physique médicale	ANDRÉ BROCA
Chimie organique et Chimie générale	DESGREZ
Bactériologie	BEZANÇON
Parasitologie et Histoire naturelle médicale	BRUMPT
Pathologie et Thérapeutique générales.	MARCEL LABBÉ
Pathologie médicale	N...
Pathologie chirurgicale.	LECENE
Anatomie pathologique.	LETULLE
Histologie	PRENANT
Pharmacologie et matière médicale	RICHAUD
Thérapeutique	CARNOT
Hygiène.	BERNARD
Médecine légale.	BALTHAZARD
Histoire de la médecine et de la chirurgie.	MENETRIER
Pathologie expérimentale et comparée.	ROGER
	ACHARD
	WIDAL
Clinique médicale	GILBERT
	CHAUFFARD
	MARFAN
	NOBECOURT
Hygiène et clinique de la 1 ^{re} enfance	CLAUDE
Clinique des maladies des enfants.	JEANSELME
Clinique des maladies mentales et des maladies de l'encéphale.	PIERRE MARIE
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques.	TEISSIER
Clinique des maladies du système nerveux.	DELBET
Clinique des maladies contagieuses	LEJARS
Clinique chirurgicale	HARTMANN
	GOSSET
Clinique ophtalmologique	DE LAPERSONNE
Clinique des maladies des voies urinaires.	LEGUEU
Clinique d'accouchements	BRINDEAU
	COUVELAIRE
	JEANNIN
Clinique gynécologique.	J.-L. FAURE
Clinique chirurgicale infantile	AUGUSTE BROCA
Clinique thérapeutique.	VAQUEZ
Clinique d'Oto-rhino-laryngologie.	SEBILLEAU
Clinique thérapeutique chirurgicale	PIERRE DUVAL
Clinique propédeutique.	SERGENT

AGRÉGÉS EN EXERCICE

MM.

ABRAMI	DUVOIR	LE LORIER	RETTERRER
ALGLAVE	FIESSINGER	LEMIERRE	RIBIERRE
BASSET	GARNIER	LEQUEUX	ROUSSY
BAUDOUIN	GOUGEROT	LEREBoullet	ROUVIERE
BLANCHETIERE	GREGOIRE	LERI	Schwartz(A.)
BRANCA	GUENIOT	LEVY-SOLAL	STROHL
CAMUS	GUILLAIN	MATHIEU	TANON
CHAMPY	HEITZ-BOYER	METZGER	TERRIEN
CHEVASSU	JOYEUX	MOCQUOT	TIFFENEAU
CHIRAY	LABBE HENRI	MULON	VILLARET
CLERC	LAIGNEL-LAVASTINE	OKINCZYC	
DEBRE	LANGLOIS	PHILIBERT	
DESMAREST	LARDENNOIS	RATHERY	

Par délibération en date du 9 décembre 1798, l'École a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées, doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation ni improbation.



A MA FEMME

A MON PÈRE ET A MA MÈRE

*En modeste témoignage de
piété filiale et de profonde
reconnaissance.*

A MON PRÉSIDENT DE THÈSE

Monsieur le Professeur **ANDRÉ BROCA**

Professeur de physique médicale
Membre de l'Accadémie de Médecine
Officier de la Légion d'honneur

*Qui nous a fait le grand
honneur d'accepter la prési-
dence de cette thèse.*

A MON MAITRE

M. le docteur I. SOLOMON

Médecin chef du service central de Radiologie
de l'Hôpital Saint-Antoine

*Entémoignage de gratitude
et de reconnaissance pour les
conseils qu'il nous a prodigués
journallement.*

A MES MAITRES DANS LES HOPITAUX DE ROUEN

M. le docteur JEANNE (1912-1913)

M. le docteur DÉVÉ (1913-1914)

A MES MAITRES DANS LES HOPITAUX DE PARIS

M. le docteur POTHERAT (externat 1914)

M. le professeur H. VAQUEZ (externat 1919)

M. le professeur MARCEL LABBÉ
(externat 1919-1920)

M. le docteur R. TOUPET (externat 1920-1921)

M. le docteur MONIER-VINARD
(externat 1921-1922)

M. le docteur HARET (stage 19-1923)

M. le docteur BELOT (stage 1922-1923)

LA QUALITOMÉTRIE DES RAYONS X

Il y a production de rayons de Rœntgen chaque fois que des électrons en mouvement et animés d'une vitesse suffisante subissent brusquement une grande accélération, celle-ci étant toujours négative.

Ces électrons peuvent être libérés ou bien d'une cathode bombardée par les ions positifs de l'afflux cathodique, ou bien d'une cathode portée à l'incandescence (Effet Edison).

Qu'ils soient produits dans une ampoule thermo-ionique ou électro-ionique, les rayons X naissent de l'anticathode.

Au ce niveau s'accomplit un double phénomène.

Le premier, provient directement de l'arrêt des électrons et donne naissance à un mouvement vibratoire de l'éther.

Le second, résultant indirectement du choc anticathodique, est une transformation de l'énergie de translation des électrons. Il est sous la dépendance de la constitution électronique du métal de l'anticathode; c'est le rayonnement caractéristique.

Le choc anticathodique produit une perturbation éthérée qui sous forme d'onde se propage dans toutes les directions avec la vitesse de la lumière. La lon-

gueur de cette onde sera d'autant plus petite que le choc électronique aura été plus bref ; c'est-à-dire d'autant plus petite qu'aura été plus grande la vitesse du projectile qui a engendré la vibration.

Le rayonnement X, mouvement vibratoire, est donc caractérisé par *une fréquence*, ou, ce qui revient au même, par *une longueur d'onde*.

Il prend place parmi toutes les radiations connues. La gamme étendue de toutes ses longueurs d'onde communément obtenues le situe, d'une part entre l'ultra-violet extrême dont la plus petite longueur d'onde est proche des longueurs d'onde les plus grandes des rayons X ; d'autre part sa gamme s'étend vers les longueurs d'ondes extrêmement courtes des rayons γ des substances radio-actives.

Définir la qualité d'un rayonnement c'est déterminer sa longueur d'onde ; c'est le situer exactement dans le spectre.

Néanmoins, les rayons X utilisés en clinique ne peuvent être définis par une seule longueur d'onde. Ils appartiennent non à un point déterminé du spectre mais à une zone spectrale. Au niveau de l'anticathode, en effet, les électrons ont des vitesses différentes ; ils y subissent des accélérations différentes. Les ondes qui en naissent ont des longueurs différentes. Le faisceau constitué sera par conséquent hétérogène et composé de la somme de toutes les ondes uniques produites par les électrons subissant des accélérations variées, auxquelles viendront s'ajouter, au moment où sera atteint la tension exci-

tatrice du rayonnement caractéristique, les radiations du spectre caractéristique de l'anticathode envisagée.

Déterminer la qualité d'une émission de rayons X revient donc à évaluer leur longueur d'onde, c'est donc véritablement en faire une analyse.

Par quelles méthodes y parvient-on ?

L'une, méthode rigoureuse, exacte, est constituée par la recherche spectro-photométrique de la zone spectrale des longueurs d'onde. C'est une méthode absolue qui actuellement encore est difficilement réalisable en clinique.

Les autres sont des méthodes indirectes de mesure de la qualité d'un rayonnement. Elles sont basées sur les relations fondamentales qui lient la longueur d'onde soit au potentiel secondaire, soit à l'absorption.

La longueur d'onde est liée au potentiel secondaire par la loi d'Einstein. Nous verrons que la connaissance de ce potentiel secondaire n'est habituellement obtenue en clinique radiologique que d'une façon relative et par des artifices d'appareillage.

La longueur d'onde est rattachée à l'absorption par la loi de Bragg et Pierce. Nous étudierons alors la détermination de l'absorption centésimale et celle du taux de transmission par la méthode de la qualimétrie ionométrique.

I

SPECTROMÉTRIE

Le rayonnement X est un phénomène ondulatoire et, de même que tout phénomène périodique, qu'une vibration lumineuse par exemple il peut être caractérisé par :

Une longueur d'onde λ ;

Une période T ;

Une fréquence ν ;

Une vitesse de propagation c .

Ces éléments sont reliés entre eux par les relations :

$$\lambda = cT$$

$$\nu = \frac{1}{T} = \frac{c}{\lambda}$$

La vibration peut alors être caractérisée soit par sa fréquence ν (et dans certaines relations il est plus simple de la choisir : loi d'Einstein).

Soit par sa longueur d'onde ; et l'on détermine celle-ci par la spectrographie.

La longueur d'onde qui sert à définir un rayonnement s'exprime habituellement en unités Angstroëm $\text{\AA} = 10^{-8}$ centimètres.

Nous n'entrerons pas dans le détail de la spectro-

graphie, cette réalisation appartenant à la physique pure des rayons X et sortant du domaine de la radiologie médicale ; nous dirons seulement de façon toute schématique comment on peut obtenir un spectre.

Laue, Friedrich, Knipping ont par leurs travaux montré la diffraction des rayons X au travers des cristaux. Les réseaux cristallins à trois dimensions leur permirent d'observer des phénomènes d'interférence semblables à ceux des réseaux lumineux mais d'un ordre de grandeur mille fois plus petit. Bragg a montré que dans les réseaux à trois dimensions une surface cristalline donnée ne pouvait réfléchir, avec intensité sous la même incidence, que des rayons d'une longueur d'onde donnée. Il a montré que la longueur d'onde était liée à l'angle d'incidence par la formule

$$n \lambda = 2 d \sin \theta$$

où n est un nombre entier ; d l'équidistance des plans réticulaires du cristal ; θ le complément de l'angle d'incidence.

En connaissant d il devient possible de déterminer λ par la simple mesure de l'angle d'incidence. Maurice de Broglie a eu le premier l'idée d'employer un cristal tournant et est parvenu à fixer sur la plaque photographique les spectres ainsi obtenus.

Si, d'un mouvement lent et uniforme, on fait tourner un cristal par un axe passant par sa surface réfléchissante et si l'on projette sur cette face cristalline un faisceau linéaire de rayons X, le faisceau réfléchi

tournera également d'un mouvement uniforme et avec une vitesse double de celle du cristal. L'incidence variant à chaque instant, la longueur d'onde du faisceau réfléchi variera également et sa trace mobile s'enregistrera régulièrement sur la plaque photographique pour y inscrire le spectre du faisceau considéré.

Sur le spectre ainsi émis par une anticathode en activité on remarque un fond spectral continu, dit spectre de radiation générale ou de radiation indépendante, sur lequel viennent se superposer une série de raies brillantes qui sont les éléments caractéristiques de l'anticathode.

Ce spectre continu présente d'ailleurs une émission variable avec la *nature de l'anticathode* et avec la *tension* appliquée.

L'intensité du fond continu est proportionnelle non au poids atomique de l'anticathode mais, comme l'a montré Duane, au *nombre atomique* du métal considéré.

Cette émission croît comme le *carré du potentiel qui régit la vitesse électronique* (J.-J. Thomson).

Le rendement en énergie X pourra donc se traduire par une formule de la forme

$$\rho = CNV \left| \begin{array}{l} C = \text{constante.} \\ N = \text{nb. at.} \\ V = \text{pot. second.} \end{array} \right.$$

dont la valeur numérique montre que ce rendement est toujours très faible, habituellement de l'ordre du millièrne.

Quant au *mécanisme de l'émission caractéristique* nous allons nous y arrêter un instant.

Si on étudie l'émission anticathodique d'un métal à poids atomique suffisamment élevé en faisant varier le voltage d'excitation, on remarque que pour un potentiel bas on obtient un spectre continu sans émission caractéristique. Si on fait croître ce potentiel on voit apparaître sur le spectre continu, à partir d'un certain voltage critique, la série des raies brillantes du rayonnement caractéristique. Ces potentiels correspondent à des vitesses critiques des rayons cathodiques qui déclenchent brusquement des modifications de l'intensité et de la nature du rayonnement.

Ce rayonnement est constitué de radiations monochromatiques propres à chaque atome. On peut dire qu'il le *caractérise* complètement.

Chaque métal possède donc un spectre d'émission qui lui est particulier et Moseley a montré que, lorsque le nombre atomique croît, les longueurs d'onde des radiations des séries diminuent régulièrement et la considération des fréquences lui a permis de donner la formule fondamentale suivante :

$$\sqrt{\nu} = AN + B$$

où A et B sont des constantes.

Pour une anticathode considérée plusieurs séries de raies sont excitées successivement au moment où surviennent les voltages caractéristiques quand augmente progressivement la tension.

Ces raies peuvent se classer en plusieurs séries par ordre de fréquences décroissantes, série K, L, M.

Ces rayonnements caractéristiques sont d'ailleurs eux-mêmes hétérogènes.

Les spectres K comprennent deux radiations principales α et β .

Les spectres L sont composés de six raies essentielles.

Nous venons de voir de façon rapide comment est constitué le spectre d'émission d'une anticathode.

L'étude de ces spectres est très importante; c'est elle qui donne l'échelle de variabilité des différentes longueurs d'onde des rayons X. Elle a permis de constater que le spectre des rayons de Roentgen se raccorde, d'une part au spectre de l'ultra-violet et se poursuit, d'autre part, par le spectre des radiations du radium.

La gamme étendue des rayons X s'étend depuis 12×10^{-8} centimètres jusqu'à 10^{-9} centimètres.

Cependant nous savons que le faisceau émis par une ampoule n'est pas un faisceau monochromatique mais qu'il est constitué par une série de faisceaux monochromatiques. Il ne nous est par conséquent pas possible de le définir par une longueur d'onde donnée mais plutôt par la zone spectrale des longueurs d'onde maxima et minima auxquelles il correspond.

Staunig faisant remarquer que la notion d'un rayonnement complexe, défini rayonnement mou, moyen ou dur, est insuffisante, propose de définir la

qualité d'un rayonnement par la radiation de sa longueur d'onde minima qu'il détermine directement à l'aide de son spectromètre. Cette longueur d'onde minima lui permettant de connaître l'intensité relative de chaque longueur d'onde du faisceau utilisé, les recherches de March ayant établi que la répartition des intensités dans le spectre dépend de cette longueur d'onde minima.

Ce procédé d'études de la qualité d'un rayonnement par la recherche directe de sa longueur d'onde est un procédé de mesures rigoureusement exact. *C'est l'unique méthode qui actuellement permet de connaître la valeur absolue de la qualité des rayons émis dans des conditions données.*

Malheureusement il n'existe pas encore de spectromètre qui soit pratiquement utilisable pour l'emploi quotidien de la radiologie médicale. Cette méthode demeure un procédé de laboratoire. Force est donc d'employer des *méthodes indirectes* pour la mesure de la qualité. Nous allons maintenant étudier ces mesures qui peuvent être déduites soit de la recherche du potentiel secondaire soit de celle de l'absorption.

II

QUALITOMÉTRIE TIRÉE DE L'ÉTUDE DU POTENTIEL SECONDAIRE

Le potentiel secondaire, potentiel d'excitation du rayonnement, est lié à la longueur d'onde des rayons émis par la loi fondamentale d'Einstein.

$$e V = h \nu$$

dans laquelle V est le potentiel secondaire, ν la fréquence, e et h des constantes ; l'une, e , est la masse de l'électron égale à $4,77 \times 10^{-10}$ unités électrostatiques (Milikan) ; l'autre, h , égale à $6,55 \times 10^{-27}$ erg-seconde. Si dans la formule précédente on remplace ν par la longueur d'onde (on sait que fréquence et longueur d'onde sont inversement proportionnelles), ainsi que e et h par leurs valeurs numériques respectives on obtient la formule donnée par Milikan :

$$\lambda = 12400 \times \frac{1}{V}$$

formule de laquelle il ressort nettement que la *longueur d'onde est inversement proportionnelle au voltage secondaire*, d'où il s'en suit que l'on obtiendra une longueur d'onde d'autant plus petite que la tension secondaire sera plus élevée. Plus le voltage

d'excitation sera puissant plus le rayonnement émis sera pénétrant.

La formule de Milikan qui lie par une relation simple le potentiel à la longueur d'onde montre que la détermination de celui-ci suffira à connaître celle-là.

Par quels moyens obtient-on le potentiel secondaire puisque les tensions très élevées utilisées en radiologie interdisent l'emploi des appareils courants de mesure directe.

Le spintermètre imaginé par M. A. Beclère est un appareil aujourd'hui classique et d'une grande utilité ; il existe sur tous les appareils producteurs de rayonnement bien que ses indications demeurent relatives. Il est constitué par deux tiges métalliques mises en dérivation aux bornes du tube ; la distance des pointes *mesure l'étincelle équivalente*. Celle-ci ne jaillit qu'au moment de la tension de crête, ne fournissant par conséquent que des renseignements inconstants. Lorsque se produit l'étincelle le spintermètre indique *une tension maxima* mais ne prévient nullement l'opérateur si, en cours de marche, le rayonnement mollit. Pour explorer les variations de résistance du tube il faudrait à chaque instant faire varier la distance des pointes. C'est à cause de cela, d'ailleurs, qu'il est utile lors d'un traitement radiothérapique de s'assurer que l'étincelle jaillit de temps en temps afin de savoir que la tension se maintient aux environs d'une constante et que la pénétration du

rayonnement ne s'est pas modifiée. De plus, l'étincelle équivalente correspond à des tensions variables, suivant que le spintermètre est constitué par deux pointes et que celles-ci sont plus ou moins effilées, suivant qu'il est constitué par une pointe et un plateau ou bien par deux boules. C'est seulement dans ce dernier cas que les indications sont le plus exactes, les sphères étant nettement définies par leur diamètre et l'effluation étant réduite au minimum. Malgré ses inconvénients le spintermètre demeure un appareil extrêmement utile ; le radiologiste l'interroge à chaque moment lors d'un examen ou d'un traitement. Les renseignements qu'il donne, exprimés en centimètres d'étincelle équivalente font partie des données qualitatives de toute intervention radiologique.

On a donné également une notation de la qualité du rayonnement par la *mesure indirecte ou directe du voltage secondaire*.

Si ce voltage ne peut être donné directement par un voltmètre ordinaire placé en dérivation aux bornes de l'ampoule, on a voulu le mesurer de façon indirecte *par la tension du primaire*.

Dans un transformateur statique à circuit magnétique fermé on sait que les tensions aux bornes du primaire et du secondaire sont dans le même rapport que le nombre des spires des enroulements respectifs de ces circuits.

On a la relation

$$\frac{E}{E'} = \frac{n}{n'}$$

n et n' étant le nombre de spires des bobines.

Cette formule n'est exacte qu'approximativement et le rapport ci-dessus subit des modifications importantes lorsqu'interviennent les résistances ohmiques du transformateur et du circuit d'utilisation, les fuites magnétiques, ou que se produisent par étincelle ou effluation des modifications brusques de la tension secondaire.

Néanmoins le voltmètre du primaire donne des renseignements utiles et suffisants dans la plupart des cas, quoique non rigoureux.

Et l'on peut dire que pour un même appareillage et sous les mêmes constantes, les voltages du primaire sont comparables entre eux dans le temps, et que leurs variations indiquent des variations correspondantes du potentiel secondaire.

Klingelfuss a décrit sous le nom de *scléromètre* un voltmètre qui mesurerait la tension aux bornes d'un petit enroulement auxiliaire et du coefficient de transformation il déduit la tension secondaire. Cet appareil qui a à sa charge les inconvénients des précédents, ne donne des résultats intéressants que dans des conditions particulières.

Dans les appareillages récents où le courant qui traverse l'ampoule, pris en dérivation aux bornes d'un condensateur, peut être considéré comme *constant*, les constructeurs ont imaginé de relier un *voltmètre aux bornes de l'ampoule* par l'intermédiaire de longs tubes de verre contenant des électro-

lytes liquides dont la résistance ohmique est considérable et calculée de telle sorte que le courant qui traverse le voltmètre ait une tension relativement faible (aux environs de 5000 volts) et une intensité extrêmement minime (de l'ordre du micromilliampère). La tension marquée par l'appareil sera toujours en rapport constant avec la tension réelle du circuit secondaire qui sera facilement déduite. Un tel voltmètre peut être placé sur le tableau ou le chariot de commande et être touché sans danger et sans la moindre secousse. En outre on peut dire qu'il traduit exactement le voltage aux bornes de l'ampoule à rayons X et que les moindres oscillations de son aiguille indicatrice marquent les variations de la qualité et par conséquent de la pénétration du rayonnement.

Ces voltmètres d'ailleurs, qu'ils soient en dérivation sur le courant du primaire du transformateur, ou directement sur le secondaire par l'intermédiaire de résistances, sont gradués habituellement en kilovolts (de 50 à 250 kv.), cette graduation étant faite soit en tenant compte du coefficient de transformation soit par comparaison avec un voltmètre électrostatique.

Parmi tous les appareils qui servent à mesurer la tension secondaire, le *Voltmètre électrostatique d'Abraham et Villard* donne véritablement des indications continues, encore qu'il ne soit utilisable que pour les générateurs à tension sinusoïdale ou con-

tinue, puisqu'il ne mesure qu'une tension efficace ; mais c'est un appareil à la fois délicat, fragile et encombrant, surtout apprécié dans les laboratoires de mesures et de recherches ; il trouve exceptionnellement sa place dans l'appareillage courant de la clinique radiologique.

Cet électromètre est essentiellement constitué d'une boîte cylindrique de 20 centimètres de diamètre environ, à angles fortement arrondis, supportée par une haute colonne de verre.

A l'intérieur de cette cage cylindrique se meut dans un plan horizontal, suspendue par deux rubans d'acier, une tige métallique aux deux extrémités de laquelle se trouvent d'une part un puissant amortisseur à air, de l'autre un piston qui affleure exactement au niveau d'un orifice pratiqué dans la paroi de la cage externe. Tout ce système constitue un puissant pendule de translation solidaire des mouvements d'attraction ou de répulsion du piston soumis aux pressions électrostatiques. Les mouvements de ce pendule sont transmis à une aiguille qui les amplifie sur un cadran gradué.

Pour augmenter la sensibilité de l'appareil on place, parallèlement au piston et en face de lui, un large plateau vertical qui modifie le champ électrostatique.

Cet électromètre très sensible mesure des potentiels jusqu'à 2 et 300.000 volts. Il doit être suffisamment éloigné de tout conducteur chargé (1 mètre au moins) afin d'être soustrait aux influences perturba-

trices. Cet appareil, dans les conditions où il peut être employé, possède le gros avantage de donner rigoureusement et par lecture directe la tension secondaire.

III

QUALITOMÉTRIE TIRÉE DES LOIS DE L'ABSORPTION

Nous venons de voir dans les pages qui précèdent comment on peut déterminer la qualité des rayons de Röntgen émis par une ampoule soit en recherchant directement leur longueur d'onde par la spectrométrie soit en déduisant cette longueur d'onde de la connaissance du potentiel secondaire.

Nous allons maintenant voir *comment, des lois de l'absorption, il est possible de connaître LA QUALITÉ d'un rayonnement.*

Ce qui importe surtout en clinique, ce n'est pas tant de connaître la qualité des rayons qui sortent de l'ampoule, mais de savoir, d'après la puissance de pénétration, le taux qui atteint en profondeur les tissus et y *exerce une action biologique.* C'est en effet de la qualité du rayonnement que dépend le taux de transmission qu'il est possible actuellement de calculer directement de façon très pratique.

Pour les rayons X comme pour les rayons lumineux un faisceau monochromatique traversant une substance est absorbé *suivant une loi exponentielle :*

en effet, tandis que l'épaisseur traversée croît suivant une progression arithmétique, la décroissance d'intensité du faisceau monochromatique suit une progression géométrique. Le rapport entre l'intensité I_1 transmise à une profondeur X et l'intensité incidente I_0 est donné par la formule générale :

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x}$$

μ étant le coefficient d'absorption de la substance considérée.

Bragg et Pierce ont montré que ce coefficient d'absorption pour une substance donnée, de nombre atomique N et de poids atomique A était lié à la longueur d'onde par la formule suivante :

$$\frac{\mu}{\rho} A = KN^4 \lambda^3$$

ρ étant la densité du corps absorbant.

Or N et A sont liés par la formule :

$$N = \frac{A}{2}$$

qui n'est qu'*approximativement exacte*. Et, si l'on considère que A est sensiblement proportionnel à N , la relation ci-dessus peut s'écrire :

$$\frac{\mu}{\rho} = K' \lambda^3 N^3$$

$\frac{\mu}{\rho}$ représente le *coefficient massique* d'absorption, c'est-à-dire l'absorption par une substance ayant une épaisseur telle qu'elle renferme l'unité de masse par centimètre carré.

La loi de Bragg et Pierce peut se traduire ainsi : le

coefficient d'absorption est proportionnel aux cubes de la longueur d'onde et du nombre atomique, ces facteurs étant multipliés par un coefficient K . Ce coefficient variable avec la substance absorbante considérée reste constant entre certaines limites de λ , mais varie brusquement pour d'autres valeurs déterminées de cette λ , valeurs qui *correspondent au domaine de l'absorption sélective*. Nous retrouverons ultérieurement les déductions pratiques qui découlent de cette brusque absorption sélective.

Des brèves notions précédentes on déduit aisément que, si dans une substance de nombre atomique N on étudie comment se fait l'absorption d'un rayonnement on passera facilement de la connaissance du coefficient d'absorption μ à la valeur de la longueur d'onde du rayonnement considéré.

Plusieurs procédés permettent actuellement d'étudier en clinique l'absorption d'un rayonnement par une substance considérée.

Nous allons étudier successivement :

Le *radiochromomètre* de Benoist ;

Le *radioscléromètre* de Villard ;

Le *taux de transmission* qui se calcule habituellement après la traversée de n centimètres d'un milieu homogène comme l'eau.

Le radiochromomètre de Benoist fut l'un des premiers qualitomètres employés en clinique : son usage aujourd'hui est devenu plus restreint depuis que l'on sait que les indications qu'il donne ne sont

exactes que pour une étendue limitée de l'échelle des longueurs d'onde, celle qui correspond à la radiographie et qui n'est point habituellement utilisée en radiothérapie. Le radiochromomètre est essentiellement constitué par un disque central en argent épais de 0, 11 mm. et par une série de 12 gradins d'aluminium situés à la périphérie de ce disque ; leur épaisseur croissant progressivement de 1 à 12 millimètres.

On recherche par radioscopie ou par radiographie quelle est la teinte du secteur d'aluminium qui correspond à celle du disque d'argent. Le numéro du secteur indique en degrés Benoist la qualité du rayonnement.

Benoist avait fondé l'emploi de ce petit appareil sur le principe des propriétés radiochroïques des différents corps. Ils étaient divisés en deux grandes classes : les radiochroïques et les aradiochroïques.

Les corps radiochroïques arrêtent, dans un rayonnement hétérogène, une proportion considérable de rayons mous pour laisser passer surtout les rayons durs. Autrement dit, leur absorbabilité est proportionnelle à la longueur d'onde du rayonnement incident ; et dans un rayonnement polychromatique les divers faisceaux composants sont arrêtés dans une proportion d'autant plus grande que leur longueur d'onde est plus élevée.

Les corps aradiochroïques au contraire laisseraient passer une proportion sensiblement égale de chaque faisceau monochromatique composant, quelle que soit la longueur d'onde de celui-ci. Ils se laissent traverser

ser également par des rayons de toutes qualités et l'on peut dire que la composition du faisceau sortant est sensiblement la même que celle du faisceau incident, ces deux faisceaux contenant la même proportion relative de rayons durs et de rayons mous. En réalité les propriétés du radiochromomètre sont sous la dépendance de l'absorption sélective de l'argent.

Si on traduit par un graphique la formule de Bragg et Pierce en y laissant N constant, ce qui revient à étudier les variations du coefficient d'absorption en fonction de la longueur d'onde, on remarque que la courbe ainsi obtenue montre un coefficient d'absorption qui croît en même temps que les longueurs d'onde et qu'elle présente en outre pour certaines longueurs d'onde de brusques discontinuités. Pour quelques valeurs de λ en effet, le coefficient d'absorption se relève brusquement. Ce sont ces valeurs de la longueur d'onde qui *constituent le domaine de l'absorption sélective*.

Si maintenant nous examinons plus particulièrement les graphiques qui représentent l'absorption de l'aluminium et celle de l'argent, nous voyons que la courbe de l'argent présente à partir d'une valeur de $\lambda = 0,0485 \mu\mu$ une augmentation soudaine et considérable de l'absorption alors que diminue la longueur d'onde.

L'absorption de l'aluminium est au contraire représentée par une courbe sensiblement rectiligne. Cette absorption décroît régulièrement avec la longueur d'onde et ne présente pas, tout au moins dans le

domaine spectral considéré, la discontinuité brusque que présente la courbe de l'argent.

« Si par exemple on examine au radiochromomètre une radiation de longueur d'onde λ_1 un peu inférieure à $0,485 \cdot 10^{-8}$ centimètres elle sera intensément absorbée par l'argent du disque central. L'épaisseur d'aluminium équivalente sera très grande, les rayons paraîtront donc très pénétrants. Au contraire une radiation λ_2 très voisine mais de longueur d'onde un peu plus grande que $0,485 \cdot 10^{-8}$ centimètres sera très peu absorbée, l'épaisseur équivalente d'aluminium sera très petite et ce rayonnement paraîtra très mou. Ainsi un rayonnement en réalité sensiblement identique paraîtra tantôt très pénétrant et tantôt très absorbable (1). »

C'est donc dans le domaine de l'absorption sélective de l'argent, c'est-à-dire dans la zone des λ où il y a dissociation nette entre les absorptions de l'aluminium et de l'argent que le radiochromomètre donne ses indications utiles. Cette zone correspond aux voltages usuels de la radiographie. En radiothérapie pénétrante au contraire les tensions utilisées sont beaucoup plus élevées, les longueurs d'onde plus petites : dès lors le parallélisme des absorptions de l'argent et de l'aluminium redevient évident et les renseignements que l'on peut tirer du radiochromomètre sont faussés.

Quoi qu'il en soit, ce qualitomètre a été, pour les

1. Lédoux-Lebard et Dauvillers, *La physique des Rayons X*, p. 277.

premiers radiographes surtout, d'une utilité extrême. Il a été à la base d'une classification qui a constitué une échelle de dureté des rayons employés.

Il a permis de distinguer des :

Rayons très mous correspondant aux degrés	I	et II
Rayons mous	—	II et III
Rayons demi-mous	—	IV et V
Rayons moyens	—	VI
Rayons demi-durs	—	VII et VIII
Rayons durs	—	IX et X
Rayons très durs	—	XI et XII

Quelques modifications, qui sont surtout des modifications de construction, ont été apportées au radiochromomètre initial.

La lunette radiochromométrique, le pénétratomètre de Belot, le radioqualimètre de Ropiquet sont basés sur le même principe que l'appareil de Benoist. Ils n'en diffèrent que par le nombre, la forme ou l'épaisseur des secteurs d'aluminium ; ils ont surtout pour but de faciliter une meilleure comparaison des teintes. Comme pour le radiochromomètre leur emploi demeure limité ; ils sont aujourd'hui d'ailleurs à peu près complètement inutilisés.

Le radioscléromètre de Villard qui lui aussi a pour but de mesurer l'absorption par une lame métallique repose sur un principe tout différent. Il est basé sur l'ionisation des gaz par les rayons X. C'est un ionoqualitomètre. C'est un appareil qui donne avec beaucoup de précision la qualité des rayons

émis par une ampoule ; malheureusement il est assez compliqué et trop délicat pour être employé dans la pratique radiologique.

Il est constitué essentiellement par une chambre d'ionisation reliée à un électromètre à quadrant.

Cette chambre est constituée par deux lames métalliques parallèles qui la ferment de part et d'autre. L'une, sur laquelle tombe le rayonnement incident dont on veut connaître la qualité, est extrêmement mince et n'a pratiquement aucun pouvoir filtrant. L'autre qui constitue la paroi opposée de la chambre d'ionisation, peut être épaisse de plusieurs millimètres. Ces deux lames sont reliées aux deux pôles d'une source de courant continu ; elles sont donc maintenues à un même potentiel constant.

Entre ces deux lames et équidistante d'elles est placée une troisième lame de cuivre qui est reliée à l'aiguille de l'électromètre.

Ces lames ainsi disposées constituent deux chambres d'ionisation, l'une traversée par le rayonnement non filtré, l'autre par le rayonnement filtré au travers de l'armature métallique médiane.

L'air des deux chambres subira des ionisations différentes ; la lame centrale se mettra à un certain potentiel marqué par la déviation de l'aiguille de l'électromètre et qui sera fonction de la différence des carrés des potentiels des lames excentriques.

L'angle de déviation sera donné par

$$\alpha = c (V_1^2 - V_2^2)$$

Si dans un premier cas nous supposons un rayonnement incident extrêmement mou il sera arrêté totalement par l'écran de cuivre : seule la chambre antérieure sera ionisée, on aura V_1 maximum et $V_2 = 0$.

L'angle de déviation sera ;

$$\alpha = c V_1^2$$

Il sera maximum et constant et proportionnel au carré du potentiel de la source qui charge les armatures externes du condensateur.

Cet angle qui peut être facilement déterminé constituera le zéro de l'appareil.

Si maintenant dans un second cas nous envisageons des rayons incidents tellement pénétrants que le filtre n'en absorbe qu'une proportion nulle, l'ionisation sera la même dans les deux chambres. On aura :

$$V_1 = V_2$$

$$\text{ou } V_1^2 - V_2^2 = 0$$

l'angle de déviation sera nul.

Mais c'est là un cas limite pratiquement irréalisable puisque, quelle que soit la dureté des rayons que l'on utilise, le filtre en retiendra toujours une certaine proportion et l'on aura toujours :

$$V_1 > V_2$$

$$\text{c'est-à-dire : } \alpha > 0$$

Il y aura toujours une certaine déviation de l'aiguille, déviation qui sera d'autant plus petite que les rayons seront plus pénétrants. Elle restera proportionnelle à la différence des carrés des potentiels selon la formule que nous avons donnée plus haut.

Si I_0 est l'intensité du rayonnement incident sur l'écran absorbant et I l'intensité du rayonnement émergent, le quotient $\frac{I}{I_0}$ donne la valeur du coefficient d'absorption moyen d'un rayonnement hétérogène. Ce coefficient $\frac{I}{I_0}$ est *indépendant de l'intensité du rayonnement*, puisque le rapport des ionisations dans les deux chambres de l'appareil est rigoureusement indépendant des valeurs absolues de ces ionisations.

Le radioscléromètre mesure donc le pouvoir pénétrant, c'est-à-dire la qualité d'un rayonnement quelle que soit son intensité. On remarque également que la *distance* à laquelle on opère *n'influe pas* sur l'angle de déviation et ne modifie pas la mesure de la qualité des rayons incidents. C'est un *qualitomètre* parfait et précis. Il a l'avantage de montrer à chaque instant l'état du tube et les variations de son régime.

Christen en Allemagne a adopté une nouvelle notation qualimétrique basée également sur l'absorption. Il caractérise les différentes qualités des rayonnements par le nombre de centimètres d'épaisseur d'une substance filtrante qui est nécessaire pour *absorber la moitié* du rayonnement.

Nous allons voir maintenant comment on peut très simplement et avec beaucoup de précision caractériser un rayonnement par son *taux centésimal de transmission*.

Il est nécessaire afin de pouvoir comparer entre elles les diverses qualités, des différents rayonnements de choisir un corps de composition constante, tel que l'eau par exemple, et de définir le taux de transmission dans des conditions géométriques bien déterminées.

On appelle conventionnellement *taux Centésimal de transmission* le rapport de la dose reçue à une profondeur donnée de 10 centimètres à la dose cutanée, cette dernière étant supposée égale à 100.

Ainsi on dira que le taux centésimal de transmission est égal à 25 0/0 dans les conditions supposés suivantes : lorsque par exemple avec :

Une tension maxima de 200 kilovolts ;

Une E. E de 40 centimètres entre pointes ;

Une distance focale de 35 centimètres ;

Un champ circulaire de 10 centimètres de diam. ;

Un filtre de 5/10 de cuivre + 20/10 d'aluminium, la dose qui parvient à 10 centimètres de profondeur est égale au quart de la dose incidente. Si cette dose initiale est ramenée à 100 unités, la dose transmise sera donc bien de 25 0/0

Or il semble qu'il serait aisé, connaissant le coefficient d'absorption de l'eau, de déduire d'une simple formule mathématique l'intensité d'un rayonnement à une certaine profondeur, puisque nous avons vu qu'il existe entre l'intensité du rayonnement incident et celle du rayonnement à une profondeur x la relation suivante :

$$I_1 = I_0 e^{-\mu x}$$

Les résultats cliniques et les observations ont montré que la dose mesurée à une certaine profondeur n'était pas égale à la dose calculée mais qu'elle lui était *supérieure*. C'est qu'en effet *intervient un phénomène nouveau* : LA DIFFUSION du rayonnement, phénomène par lequel la dose reçue en profondeur augmente avec l'épaisseur de la substance traversée et avec la grandeur du champ d'irradiation.

Krœnig et Friedrich ont montré dans le tableau ci-dessous la différence entre les doses calculées et mesurées lorsque croît l'épaisseur d'eau traversée :

Profondeur d'eau	Dose prof. mesurée	Dose prof. calculée
—	—	—
0 cm.	100	100
1 cm.	89	81
2 cm.	87	63
4 cm.	69	37
6 cm.	51	22
8 cm.	42	13,8
10 cm.	31	8,4

De même, Solomon, par ses recherches au Laboratoire de Saint-Antoine, a montré que, en maintenant constantes toutes les autres conditions expérimentales, et en augmentant la surface d'irradiation, la dose reçue à une même profondeur croît régulièrement.

Ainsi pour un champ de :

5 × 5	la dose sous 10 cm. d'eau est :	21,4 o/o
10 × 10	—	26,6 o/o
15 × 15	—	39,5 o/o

Ainsi ce phénomène de la diffusion est un fait

favorable en ce sens que l'intensité croît avec la profondeur sans qu'augmente la dose incidente.

Ces recherches sur le rôle du rayonnement diffusé sont capitales. Elles montrent qu'il est impossible par le seul calcul de connaître la dose à une profondeur donnée et qu'il est indispensable de la mesurer directement.

C'est dans le but d'obtenir une évaluation exacte de la dose profonde que l'on emploie actuellement la *méthode ionométrique*. La recherche du quotient des doses dont on déduira la qualité du rayonnement revient à faire deux mesures ionométriques, l'une en surface, l'autre à la profondeur déterminée. On utilise l'ionomètre de Solomon qui, outre l'avantage d'un emploi pratique permet des mesures précises et surtout comparables entre elles à cause de l'unité nouvelle adoptée par cet auteur. Rappelons que cette unité R est ainsi définie : l'intensité d'un rayonnement de Roëntgen produisant la même ionisation qu'un gramme de radium-élément placé à 2 centimètres de la chambre d'ionisation et filtré sur 1/2 millimètre de platine.

Pour déterminer le taux de transmission, c'est-à-dire mesurer le quotient des doses, MM. Beclère et Solomon ont fait construire par la maison Ropiquet et Roycourt un étalonneur ionométrique.

Cet appareil, analogue au Wasser-phantom des Allemands, est constitué par une cuve étanche remplie d'eau, cuve de celluloïde ayant 19 centimètres de côté, se trouvant enfermée dans une caisse de

bois doublée extérieurement de plomb. Sur l'une des faces latérales de cette cuve débouchent par deux orifices circulaires deux petits cylindres de celluloïde qui communiquent avec l'extérieur et sont également étanches à l'eau. Ils sont destinés à l'introduction de la chambre ionométrique. Le tube supérieur affleure la couche superficielle du liquide ; l'ionomètre y mesurera la dose incidente à la surface. Le tube inférieur situé exactement à 10 centimètres au-dessous du premier mesure la dose reçue à cette profondeur.

On peut d'ailleurs en multipliant les orifices latéraux introduire la chambre d'ionisation à des profondeurs variées pour déterminer le quotient à telle profondeur que l'on désirerait.

Lors de la mesure en profondeur un cylindre en bois peut être logé dans l'orifice supérieur pour réduire l'erreur due à la présence de l'air dans le tube supérieur.

Cette cuve est surmontée d'un couvercle en métal mince, ajouré, qui reçoit un opercule en celluloïde sur lequel repose un diaphragme limiteur de champ de 10 centimètres de diamètre.

Notons que le coefficient d'absorption de l'eau est extrêmement voisin de celui des tissus dont il ne diffère que de 2 o/o environ, tandis que pour d'autres corps tels que la gélatine ou la paraffine la différence peut atteindre 10 o/o : de plus l'absorption peut varier avec les différentes qualités de ces subs-

tances tandis que l'eau distillée présente une absorbabilité toujours identique à elle-même.

Pour l'emploi de l'étalonneur on remplit d'eau la chambre jusqu'à la génératrice supérieure du tube de surface ; on y place la chambre d'ionisation ; on choisit au préalable les constantes déterminées de l'expérimentation : constantes électriques, filtre, distance focale.

Soit t secondes le temps de chute de l'ionomètre, en petite capacité, de la division 60 à la division 10.

On fait une recherche identique, la chambre placée dans l'orifice inférieur de l'étalonneur.

Soit t' secondes le temps pour une même chute de l'indicateur de l'ionomètre.

Le quotient de la dose superficielle à la dose profonde sera :

$$Q = \frac{t}{t'}$$

Ce quotient multiplié par 100 indiquera le pourcentage de la dose transmise.

Le taux de transmission ainsi obtenu *définira la qualité* du rayonnement émis par l'ampoule dans les conditions de l'expérimentation.

Ainsi on pourra dire :

Qu'un taux de 3 à 4 o/o caractérise un rayonnement mou.

Un taux de 10 à 15 o/o caractérise un rayonnement moyen.

Un taux de 30 à 40 o/o caractérise un rayonnement dur.

CONCLUSIONS

Il résulte de cette étude qu'en dernière analyse c'est la longueur d'onde qui détermine la qualité d'un rayonnement ; la mesure de la qualité sera donc la mesure de la longueur d'onde.

Trois méthodes générales permettent sa détermination.

L'une rigoureuse et absolue est la *spectrophotométrie*.

Les deux autres ont pour but la détermination indirecte de la longueur d'onde qui peut être déduite soit de la *mesure du potentiel secondaire*, soit des lois de *l'absorption*.

En vérité, parmi tous les moyens directs ou indirects que nous avons envisagés, beaucoup appartiennent encore aux physiciens ou aux expérimentateurs ; seuls, quelques-uns sont du domaine actuel de la radiologie médicale.

Au point de vue de la clinique il nous faut envisager deux cas bien différents selon que l'on désire connaître la qualité d'un rayonnement en vue du radiodiagnostic ou en vue de la radiothérapie.

EN RADIODIAGNOSTIC il est suffisant d'avoir une notion approximative de la qualité moyenne des rayons. Si le *radiochromomètre* est maintenant le plus souvent abandonné, le *spintermètre* par contre est l'instrument qu'interroge couramment le radiologiste. Il lui suffit dans la plupart des cas. Il indique, par sa limite supérieure, la pénétration des rayons employés.

EN RADIOTHÉRAPIE *d'autre part le problème est différent.*

Les diverses couches de tissus étagées de la superficie à la profondeur absorbent une quantité du rayonnement incident qui varie avec *la qualité* de ce rayonnement ; cette quantité absorbée étant d'autant plus petite que la longueur d'onde sera elle-même plus petite.

Ce qui importe alors essentiellement au clinicien c'est de *connaître la dose du rayonnement qui atteint en profondeur la lésion qu'il doit traiter*. C'est, comme nous l'avons vu, *le quotient des doses* qu'il faut déterminer.

Ce quotient sera d'autant meilleur qu'il tendra vers l'unité, c'est-à-dire que la dose absorbée dans la profondeur tendra à se rapprocher de la dose cutanée.

Ce quotient a pour facteurs :

D'une part : LA DISTANCE FOCAL et LA DIFFUSION
Cette dernière, comme nous l'avons vu, modifie la dose profonde qui n'est *pas calculable d'avance* et

dépend surtout de la section du faisceau radiant;

D'autre part : LA PÉNÉTRATION du rayonnement qui a déjà été homogénéisé par LA FILTRATION.

Il en résulte la nécessité primordiale pour le radiothérapeute de pouvoir mesurer le plus rigoureusement possible la qualité des rayons qu'il utilise.

Comment mesurer cette qualité ?

Il serait intéressant lors d'une irradiation de pouvoir faire une mesure continue de la qualité du rayonnement.

Or, nous avons vu que le *radiochromomètre* devenait inutilisable aux hautes tensions actuellement employées et que le *spintermètre* ne donne qu'une mesure infidèle d'une tension de crête. Le *voltmètre électrostatique* ne marque qu'une tension efficace, pour les seuls courants sinusoïdaux ou constants. Le *radioscléromètre de Villard* serait un qualitomètre parfait, mais sa réalisation clinique n'est pas encore survenue. Seul actuellement le *voltmètre* placé en dérivation aux bornes de l'ampoule traversée par un courant à *tension constante* donne, par la mesure du potentiel secondaire, une indication nette et continue de la qualité des rayons. En réalité la *mesure continue* de la qualité est dans l'état actuel de l'instrumentation radiologique exceptionnellement réalisée.

En pratique, il devient nécessaire de faire une

ÉVALUATION PRÉALABLE DE LA PÉNÉTRATION *par la mesure du taux de transmission telle que nous l'avons exposée.*

C'est la *qualitométrie ionométrique*. Avec le même générateur, le même tube, les mêmes constantes électriques, la même distance focale, la même section du faisceau radiant, la même filtration, en un mot dans des conditions rigoureusement semblables, la *qualité* des rayons sera, lors des irradiations successives pratiquement identique à celle qui a été mesurée par la détermination du taux de transmission.

Vu : le Président de la thèse,
A. BROCA

Vu : le Doyen,
ROGER

Vu et permis d'imprimer,
Le Recteur de l'Académie de Paris,
P. APPELL

BIBLIOGRAPHIE

- Albert Weill (E.)*. — *Eléments de Radiologie*. Alcan, 2^e éd., 1920.
- Benoist*. — *Comptes rendus à l'Ac. des sciences*, 1902, page 225.
- Bragg (W.) et Bragg (W. L.)*. — *X Rays and Cristal structure*.
G. Bell and Sons. London 1915.
- Bragg (W.) et Pierce (S. E.)*. — *Philosophical Magazine*, 1914-2,
p. 626.
- Broglie (M. de)*. — *Les Rayons X* (Presses universitaires de
France, 1922).
- *Comptes rendus à l'Ac. des Sciences*, nov. et déc. 1913; janv.
fév., mars 1914; mai 1920.
- *Journal de Physique*, 1916, p. 61; 1919 p. 31.
- *Les progrès de nos connaissances concernant les rayons de
Röntgen* (Conférence à la Société de Physique, déc. 1913).
- Christen*. — *Messung und Dosierung der Röntgenstrahlen*, 1914.
- Cottenot*. — *Radiologie*. Collection Sergent. Maloine 1922.
- Croather*. — *Ions, Electrons and Ionising radiations*. London,
1920.
- Einstein*. — *Ann. der Physik*, 1902, t. VIII, p. 149.
- Guilleminot*. — *Electrologie et Radiologie*, 1922. Masson.
- Krönig et Friedrich*. — *Physikalische und Biologische Grundlagen
der strahlentherapie*, 1918, p. 104.
- Laue, Friedrich, Knipping*. — *Interferenz-Erscheinungen bei
Röntgenstrahlen* *Berichte de l'Ac. des Sciences Bava-
roises*, 8 juin 1912.
- Ledoux-Lebard et Dauvillers*. — *La Physique des Rayons X*.
Gauthiers-Villard, 1921.
- Ledoux-Lebard*. — *Paris-Médical*, fév. 1922.
- Marx*. — *Handbuch der Radiologie*. Leipzig, 1919.

Millikan. — The Electron (The University of Chicago Press, 1917).

Moseley (H. G. S.). — Philosophical Magazine, déc. 1913, avril 1914.

Olivier. — Traité de Physique, t. I.

Solomon. — La Radiothérapie profonde. Masson, 1922.

— Journal de Radiologie, mai et nov. 1921.

— Paris médical, fév. 1922.

— Journal Belge de radiologie, 1922.

Staunig. — Note sur la caractéristique des rayons de Röntgen, (Forstchritte auf d. geh. Röntgen, Bd. XXIX. Heft 2).

Szilard. — Archives Electricité Médicale, 1913.

Thomson (J.-J.). — Conduction of Electricity through gases, p. 325.

Townsend. — Electricity in gases. Oxford, 1915.

Villard. — Archives d'Electricité Médicale, 1908, p. 236 et p. 692.

Voltz. — Physikalische gründlagen der Messung und Dosierung der Röntgenstrahlen. Berlin, 1921.

— Dosierung stafeln fur Röntgentherapie. Munich, 1921.

Impr. de la Faculté de Médecine, Jouve & Cie, 15, rue Racine, Paris. - 5890-23
